

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2005 年10 月13 日 (13.10.2005)

PCT

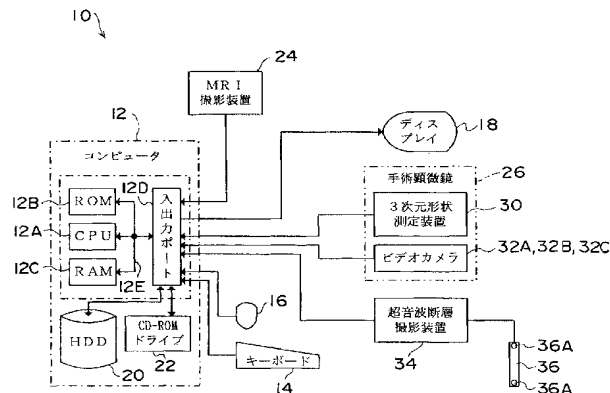
(10) 国際公開番号  
WO 2005/094713 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 19/00, 5/055, 8/00
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2005/005855
- (22) 国際出願日: 2005 年3 月29 日 (29.03.2005)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願2004-099297 2004 年3 月30 日 (30.03.2004) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 国立大学法人浜松医科大学 (NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION HAMAMATSU UNIVERSITY SCHOOL OF MEDICINE) [JP/JP]; 〒4313192 静岡県浜松市半田山一丁目20番1号 Shizuoka (JP). パルステック工業株式会社 (PULSTEC INDUSTRIAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒4338510 静岡県浜松市東三方町90番地の3 Shizuoka (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 山本 清二 (YAMAMOTO, Seiji) [JP/JP]; 〒4313125 静岡県浜松市半田山二丁目6番11号 医大宿舎K-346 Shizuoka (JP). 寺川 進 (TERAKAWA, Susumu) [JP/JP]; 〒4313125 静岡県浜松市半田山三丁目45番6号 Shizuoka (JP). 高井 利久 (TAKAI, Toshihisa) [JP/JP]; 〒4338510 静岡県浜松市東三方町90番地の3 パルステック工業株式会社内 Shizuoka (JP). 佐藤 克広 (SATO, Katsuhiro) [JP/JP]; 〒4338510 静岡県浜松市東三方町90番地の3 パルステック工業株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 中島 淳, 外 (NAKAJIMA, Jun et al.); 〒1600022 東京都新宿区新宿4丁目3番17号 H K 新宿ビル7階 太陽国際特許事務所 Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR,

[続葉有]

(54) Title: OPERATION SUPPORTING DEVICE, METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 手術支援装置、方法及びプログラム



24. MRI IMAGING DEVICE  
12. COMPUTER  
12D. INPUT/OUTPUT PORT  
22. CD-ROM DRIVE  
14. KEYBOARD  
34. ULTRASONIC LAMINOGRAPH  
32A, 32B, 32C. VIDEO CAMERA  
30. THREE-DIMENSIONAL SHAPE MEASURING DEVICE  
26. OPERATION MICROSCOPE  
18. DISPLAY

(57) Abstract: In an operation supporting device and method, a three-dimensional model of a region to be operated is created based on highly fine laminograms of the region taken before an operation, the surface of the region is optically measured in the operation, and a first positional information representing the three-dimensional position of each place on the surface of the region is obtained. Then, a non-exposed portion of the region to be operated is measured by an ultrasonic wave to obtain a second information representing the three-dimensional position of each place of the non-exposed portion of the region. Further, based on the

[続葉有]

WO 2005/094713 A1



BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告書

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE,

2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 *PCT* ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

first positional information and the second positional information, displacement and deformation of the each place of the region to be operated are estimated using the created three-dimensional model. Then, according to the estimated displacement and deformation of the each place of the region, the highly fine laminograms of the region taken before the operation are corrected, and the corrected laminograms are displayed.

(57) 要約: 手術支援装置及び方法が開示されており、この装置および方法では、手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像に基づいて前記手術部位の三次元モデルを生成し、手術中に手術部位の表面を光学的に測定し、前記手術部位の表面の各個所の 3 次元位置を表す第 1 の位置情報を取得する。また、手術中に前記手術部位の非露出部分を超音波により測定し、前記手術部位の非露出部分の各個所の 3 次元位置を表す第 2 の位置情報を取得する。さらに、前記第 1 の位置情報及び前記第 2 の位置情報に基づき、前記生成した三次元モデルを用いて前記手術部位の各個所における変位及び変形を推測する。そして、推測した手術部位の各個所における変位及び変形に応じて、手術前に撮影した前記手術部位の複数の高精細断層画像を補正し、その補正した高精細断層画像を表示させる。

## 明 細 書

### 手術支援装置、方法及びプログラム

#### 技術分野

- [0001] 本発明は手術支援装置、方法及びプログラムに係り、特に、手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像を補正して表示手段に表示させることで手術の実施を支援する手術支援装置及び手術支援方法、コンピュータを前記手術支援装置として機能させるための手術支援プログラムに関する。

#### 背景技術

- [0002] 核磁気共鳴コンピュータ断層撮影法(MRI:Magnetic Resonance Imaging、NMR—CT:Nuclear Magnetic Resonance—Computed Tomographyともいう)は、静磁場内にある生体内のスピンをもつ原子核の核磁気共鳴現象を利用して生体の断層画像を得るものであり、X線CT撮影のような放射線被爆がなく、骨による影響を受けず、任意の方向についての高精細な断層画像が得られる等の特長を有しており、手術や検査等、医療の様々な場面で用いられている(なお、以下では核磁気共鳴コンピュータ断層撮影法による撮影によって得られた断層画像をMRI画像と称する)。
- [0003] 例えば、脳神経外科の手術における摘出対象である脳腫瘍は、目視では正常部との境界が分り難いため、脳神経外科の手術では、事前に頭部のMRI画像を撮影しておき、実際の術野を頭部のMRI画像と繰り返し見比べることで、脳腫瘍と正常部との境界を判断しながら手術が進められている。また、人間の脳には機能的に重要な場所(機能野:eloquent area)があるので(例えば運動野・感覚野・言語野・視覚野・聴覚野等)、各機能野がどの位置にどのように分布しているかを事前に調べ、手術中に参照される頭部のMRI画像上に各機能野の分布具合を地図として表示させることも行われている(functional mapping MRIともいう)。
- [0004] 上記に関連して非特許文献1には、脳神経外科の手術において、赤外光を用いた位置検出により、手術前に撮影した頭部のMRI画像と術野の空間を共通の座標系によって対応付けると共に、現在手術操作を加えている箇所的位置を検出し、現在手術操作を加えている箇所をMRI画像上で表示するように構成された光学式手術

ナビゲーション装置が開示されている。

[0005] また、非特許文献2には、超音波プローブによって手術中に超音波断層画像を撮影すると共に、超音波プローブの位置を赤外光によって検出することで、手術前に撮影した頭部のMRI画像を手術中に撮影した超音波断層画像と対応付け、非特許文献1に記載の光学式手術ナビゲーション装置と同様に、現在手術操作を加えている箇所をMRI画像上で表示するように構成されたナビゲーション装置が開示されている。

[0006] また、特許文献1には、手術顕微鏡の位置及び向きを光学式の位置計測方式で検出し、拡大率や焦点距離のデータ処理を行い、手術前に撮影した頭部のMRI画像や脳血管画像等の画像情報を、手術中に手術顕微鏡で撮影されたリアルタイム画像と位置合わせして重畳表示する技術が開示されている。

[0007] 更に、特許文献2には、手術前に撮影した高精細なMRI画像(術前画像)を3次元画像に再構成し、予測される変形に関する変形条件に基づき3次元画像を変形し変形データとして記憶しておき、手術中にMRI画像を撮影し、術前画像中の関心領域の2次元画像を3次元画像に再構成し、変形データとの類似性を演算して最適な変形データを選択し、硬性鏡からの被検体の画像を重畳して表示する技術が開示されている。

非特許文献1:Medtronic SNT、“StealthStation”、[online]、[平成16年3月2日検索]、インターネット<URL:

<http://www.stealthstation.com/physician/neuro/library/treon.jsp>>

非特許文献2:Medtronic SNT、“SonoNav”、[online]、[平成16年3月2日検索]、インターネット<URL:

<http://www.stealthstation.com/physician/neuro/library/sononav.jsp>>

特許文献1:特開2000-333971号公報

特許文献2:特開2002-102249号公報

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0008] しかしながら、脳神経外科の手術では手術中の操作により脳が変形するため、手術

前に撮影した頭部のMRI画像を参照しても、手術中の実際の脳の状態（例えば脳腫瘍の位置や範囲等）を精度良く判断することは困難である。前述した非特許文献1、非特許文献2及び特許文献1に記載の技術は、何れも手術中の操作による脳の変形を考慮しておらず、手術前に撮影したMRI画像に新たな情報を加えたり、リアルタイム画像と位置合わせして表示する技術であるので、手術の一助にはなるものの、手術の精度向上には必ずしも寄与しない。

[0009] 上記の問題は、例えば特許文献2に記載の技術のように、手術中にMRI画像の撮影を定期的に行い、手術中に参照するMRI画像を定期的に更新することで解決できる。しかし、これを実現するためには手術室にMRI撮影装置を設置する必要があり、非磁性材料から成る手術機材を使用する必要もある等、極めて高コストで制約も非常に多く、また、MRI画像の撮影を行っている間は手術操作を中断せざるを得ない、という新たな問題も生ずる。更に、特許文献2に記載の技術は、手術中の手術部位の変形が事前に予測した変形条件と相違していた場合に表示画像の精度が低下するという欠点も有している。

[0010] 本発明は上記事実を考慮して成されたもので、手術中の手術部位の状態を精度良く表す画像を提示することを簡易な構成で実現できる手術支援装置、手術支援方法及び手術支援プログラムを得ることが目的である。

#### 課題を解決するための手段

[0011] 本発明の第1の態様は、手術中に手術部位の表面を光学的に測定し、前記手術部位の表面の各個所の3次元位置を表す第1の位置情報を取得する第1取得手段と、手術中に前記手術部位の非露出部分を超音波により測定し、前記手術部位の非露出部分の各個所の3次元位置を表す第2の位置情報を取得する第2取得手段と、前記第1取得手段によって取得された前記第1の位置情報及び前記第2取得手段によって取得された前記第2の位置情報に基づき、手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像に基づいて生成された三次元モデルを用いて前記手術部位の各個所における変位及び変形を推測し前記複数の高精細断層画像を補正する補正手段と、前記補正手段によって補正された高精細断層画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を含んで構成される手術支援装置を提供する。

[0012] 本発明の第2の態様は、手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像に基づいて前記手術部位の三次元モデルを生成する第1のステップ、手術中に手術部位の表面を光学的に測定し、前記手術部位の表面の各個所の3次元位置を表す第1の位置情報を取得すると共に、手術中に前記手術部位の非露出部分を超音波により測定し、前記手術部位の非露出部分の各個所の3次元位置を表す第2の位置情報を取得する第2のステップ、前記第2のステップで取得した前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報に基づき、前記第1のステップで生成した三次元モデルを用いて前記手術部位の各個所における変位及び変形を推測し、推測した前記手術部位の各個所における変位及び変形に応じて、手術前に撮影した前記手術部位の複数の高精細断層画像を補正する第3のステップ、及び、前記第3のステップで補正した高精細断層画像を表示手段に表示させる第4のステップを手術支援方法を提供する。

[0013] 本発明の第3の態様は、手術中に手術部位の表面を光学的に測定させ、前記手術部位の表面の各個所の3次元位置を表す第1の位置情報を取得する第1取得手段、手術中に前記手術部位の非露出部分を超音波により測定させ、前記手術部位の非露出部分の各個所の3次元位置を表す第2の位置情報を取得する第2取得手段、前記第1取得手段によって取得された前記第1の位置情報及び前記第2取得手段によって取得された前記第2の位置情報に基づき、手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像に基づいて生成された三次元モデルを用いて前記手術部位の各個所における変位及び変形を推測し、推測した前記手術部位の各個所における変位及び変形に応じて、手術前に撮影した前記手術部位の複数の高精細断層画像を補正する補正手段、及び、前記補正手段によって補正された高精細断層画像を表示手段に表示させる表示制御手段として機能させる手術支援プログラムを提供する。

### 発明の効果

[0014] 本発明によれば、手術中に手術部位の表面を光学的に測定して手術部位の表面の各個所の3次元位置を表す第1の位置情報を取得すると共に、手術中に手術部位の非露出部分を超音波により測定して手術部位の非露出部分の各個所の3次元位

置を表す第2の位置情報を取得し、第1の位置情報及び第2の位置情報に基づき、手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像に基づいて生成された手術部位の三次元モデルを用いて手術部位の各個所における変位及び変形を推測し複数の高精細断層画像を補正し、補正した高精細断層画像を表示手段に表示させるので、手術中の手術部位の状態を精度良く表す画像を提示することを簡易な構成で実現できる、という優れた効果を奏することができる。

### 図面の簡単な説明

- [0015] [図1] 手術支援装置の概略構成を示すブロック図である。
- [図2A] 3次元形状測定装置及びビデオカメラが取り付けられた手術顕微鏡の側面図である。
- [図2B] 3次元形状測定装置及びビデオカメラが取り付けられた手術顕微鏡の底面図である。
- [図3A] 3次元形状測定装置の内部構成を示す斜視図である。
- [図3B] 3次元形状測定装置の内部構成を示す斜視図である。
- [図4A] MR I 画像の撮影及びMR I 画像からの3次元脳モデルの生成を説明するイメージ図である。
- [図4B] MR I 画像の撮影及びMR I 画像からの3次元脳モデルの生成を説明するイメージ図である。
- [図4C] MR I 画像の撮影及びMR I 画像からの3次元脳モデルの生成を説明するイメージ図である。
- [図5] 手術支援装置のコンピュータで実行されるMR I 画像表示処理の内容を示すフローチャートである。
- [図6A] 脳表面の各点及び脳の非露出部分に相当する各特徴点の3次元座標に基づく3次元脳モデルの補正を説明するイメージ図であり、MR I 画像から生成された3次元脳モデルを、見易さのため、2次元の図として簡略表示している。
- [図6B] 脳表面の各点及び脳の非露出部分に相当する各特徴点の3次元座標に基づく3次元脳モデルの補正を説明するイメージ図であり、脳表面の各点及び脳の非露出部分に相当する各特徴点の3次元座標に基づき、対応する節点の位置を修正した3次元脳モデルを示している。
- [図6C] 脳表面の各点及び脳の非露出部分に相当する各特徴点の3次元座標に基づく3次元脳モデルの補正を説明するイメージ図であり、位置未修正の節点の位置を有限要素法により推定演算することで補正した3次元脳モデルを示しており、右中括弧で示されている節点群は、有限要素法による節点位置の推定演算を行った節点群である。

### 発明を実施するための最良の形態

- [0016] 以下、図面を参照して本発明の実施形態の一例を詳細に説明する。なお、以下では本発明を、手術部位としての脳の内部に生じている脳腫瘍を摘出する手術の支援に適用した場合を例に説明するが、本発明はこれに限定されるものではない。
- [0017] 図1には本実施形態に係る手術支援装置10が示されている。手術支援装置10はパーソナル・コンピュータ(PC)等から成るコンピュータ12を備えている。コンピュータ12はCPU12A、ROM12B、RAM12C及び入出力ポート12Dを備えており、これらはバス12Eを介して互いに接続されている。また、入出力ポート12Dには、ユーザが任意の情報を入力したり各種の指示を与えるためのキーボード14及びマウス16、LCD又はCRTから成り任意の情報を表示可能なディスプレイ18、ハードディスクドライブ(HDD)20及びCD-ROMドライブ22が各々接続されている。なお、ディスプレイ18は本発明に係る表示手段に対応している。
- [0018] コンピュータ12のHDD20には、後述する3次元脳モデルの生成を行うための3次元モデル生成プログラム、及び、後述するMRI画像表示処理を行うためのMRI画像表示プログラムが予めインストールされている。
- [0019] 3次元モデル生成プログラム及びMRI画像表示プログラムをコンピュータ12にインストール(移入)するには幾つかの方法があるが、例えば3次元モデル生成プログラム及びMRI画像表示プログラムをセットアッププログラムと共にCD-ROMに記録しておき、このCD-ROMをコンピュータ12のCD-ROMドライブ22にセットし、CPU12Aに対して前記セットアッププログラムの実行を指示すれば、CD-ROMから3次元モデル生成プログラム及びMRI画像表示プログラムが順に読み出されてHDD20に順に書き込まれ、必要に応じて各種の設定が行われることで、3次元モデル生成プログラム及びMRI画像表示プログラムのインストールが行われる。
- [0020] また、コンピュータ12の入出力ポート12Dには、核磁気共鳴コンピュータ断層撮影法により任意の方向についての生体の高精細な断層画像(MRI画像)を撮影可能なMRI撮影装置24、手術顕微鏡26に取り付けられた3次元形状測定装置30及びビデオカメラ32、生体の超音波断層画像を撮影可能な超音波断層撮影装置34が各々接続されている。MRI撮影装置24は、本発明に係る「手術部位の複数の高精細



断層画像」を手術前に撮影する撮影装置であり、手術を行う手術室とは別に設けられたMRI撮影室に設置されている。なお、コンピュータ12が後述するMRI画像表示処理を実行するにあたり、MRI撮影装置24からは手術前にMRI撮影装置24によって撮影されたMRI画像のデータを取得できていればよいので、コンピュータ12はMRI撮影装置24と接続されていなくてもよく、MRI画像のデータは例えばCD-RやCD-RW、MO、ZIP、DVD-R、DVD-RW等の各種記録媒体の何れかを介してMRI撮影装置24からコンピュータ12へ送られるようにしてもよい。

[0021] 一方、手術顕微鏡26は図2に示す顕微鏡部38を含んで構成されており、この顕微鏡部38には、顕微鏡部38の下方側(図2(A)における下方側)へ向けられた対物レンズ40と、顕微鏡部38の側面から斜め上方へ突出するように配置された接眼レンズ42が取り付けられている。なお、対物レンズ40は、詳しくは複数枚のレンズから成るズームレンズ(焦点距離可変レンズ)である。また図示は省略するが、対物レンズ40と接眼レンズ42の間には、対物レンズ40に入射された光を接眼レンズ42へ導くプリズム等の光学部品が配置されている。これにより、接眼レンズ42を両眼で覗いた手術者に、対物レンズ40及び接眼レンズ42によって形成された被写体の光学像が視認(立体視)される。なお、対物レンズ40と接眼レンズ42の間にはフォーカス機構が設けられており、被写体の光学像のフォーカス及びズーム倍率は、手術者がフットスイッチ又は顕微鏡部38の鏡筒付近に取付けられたスイッチを操作することで調節可能とされている。

[0022] 手術顕微鏡26は、手術室内の所定位置に固定されるベース部を備え、このベース部には、複数本のロッドの端部同士が回動可能に連結されて成るアーム44の一端部が回動可能に連結されており、顕微鏡部38はアーム44の他端部(先端部)に回動可能に連結されている(図2にはアーム44の一端部のみ図示)。顕微鏡部38の側面には操作用の把持部46が取り付けられており、手術者が把持部46を把持して顕微鏡部38を動かすことにより、アーム44の各連結部(関節)を回動させて顕微鏡部38を所望の位置へ移動させたり所望の方向へ向けることができ、手術者が所望の範囲を光学像として視認することが可能とされている。

[0023] また、顕微鏡部38の底面には、3次元形状測定装置30とビデオカメラ32が一体化

されて成る測定／撮像ユニット48が取付けられている。測定／撮像ユニット48は筐体が箱型とされ、ビデオカメラ32は顕微鏡部38の下方側を撮像可能に測定／撮像ユニット48の筐体に取り付けられている。また、測定／撮像ユニット48の筐体の底面には矩形状の開口が設けられ、この開口は光透過性のカバー50によって閉止されており、3次元形状測定装置30は、測定／撮像ユニット48の筐体内部のカバー50(開口)に対応する位置に取り付けられている。

[0024] 図3に示すように、3次元形状測定装置30は、一対のレール54の間に掛け渡された可動ベース56を備えている。可動ベース56は、レール54と平行に延設されモータ58によって回転されるボールネジ60が螺合しており、ボールネジ60の回転に伴いレール54に沿って摺動移動される。また、可動ベース56にはレーザ光源を含んで構成された発光部62が取付けられており、発光部62のレーザ光(送出レーザ光)射出側には、可動ベース56に取り付けられたミラー64、モータ72の回転軸に取り付けられモータ72の駆動に伴って向きが変更されるガルバノメータミラー66が順に配置されている。発光部62から射出された送出レーザ光は、ミラー64、ガルバノメータミラー66で反射されることで、カバー50を透過して測定／撮像ユニット48の筐体外へ射出される。

[0025] また、測定／撮像ユニット48の筐体外へ射出された送出レーザ光は、被照射体(例えば手術部位としての脳の表面)で反射され、戻りレーザ光として、カバー50を透過してミラー67に入射される。ミラー67は、ガルバノメータミラー66と同一の向きでモータ72の回転軸に取り付けられ、モータ72の駆動に伴って向きが変更されるように構成されている。ミラー67の戻りレーザ光射出側にはミラー68、レンズ69、多数個の光電変換素子が一行に配列されて成るラインセンサ70が順に配置されており、ミラー67に入射された戻りレーザ光はミラー67、68で反射され、レンズ69を透過することで、ラインセンサ70で受光される。ラインセンサ70からの出力信号は増幅器やA/D変換器を介して3次元形状測定装置30のコントローラに入力される(何れも図示省略)。またコントローラには、可動ベース56の位置を検出する位置センサと、ガルバノメータミラー66(及びミラー67)の向きを検出する角度センサも接続されている。

[0026] コントローラは、ラインセンサ70から増幅器・A/D変換器を経て入力された受光デ

ータに基づいて、ラインセンサ70の何れの光電変換素子でレーザ光が受光されたかを判断し、ラインセンサ70上でのレーザ光を受光した光電変換素子の位置と、センサによって検出された可動ベース56の位置及びガルバノメータミラー66の向きに基づいて、被照射体上のレーザ光照射位置の3次元座標(詳しくは、測定／撮像ユニット48の筐体の位置を基準として設定された3次元座標系(筐体座標系と称する)における3次元座標)を三角測量法により検出(演算)する。また、コントローラにはモータ72、58が各々接続されており、モータ72を駆動してガルバノメータミラー66(及びミラー67)の向きを変化させることで、被照射体上のレーザ光照射位置をモータ72の回転軸の軸線と直交する方向に沿って移動させる(主走査)と共に、モータ58を移動して可動ベース56を移動させることで、被照射体上のレーザ光照射位置をレール54と平行な方向に沿って移動させる(副走査)。

[0027] これにより、被照射体の表面形状(被照射体の表面の各個所の3次元座標)が、その全面に亘り、3次元形状測定装置30によって測定されることになる。3次元形状測定装置30はコンピュータ12から指示されると被照射体の表面形状の測定を行い、測定によって得られた被照射体の表面の各個所の3次元座標を表すデータ(以下、このデータを表面測定データと称する)をコンピュータ12へ出力する。なお、表面測定データは本発明に係る第1の位置情報に対応しており、レール54、可動ベース56、モータ58、ボールネジ60、発光部62、ミラー64、ガルバノメータミラー66及びモータ72は請求項2に記載の走査装置に、ミラー67、68、レンズ69、ラインセンサ70及びモータ72は請求項2に記載の検出手段に各々対応している。またビデオカメラ32は、3次元形状測定装置30による測定範囲と同一の範囲を撮像するように、位置及び向きが調節されている。

[0028] また図1に示すように、超音波断層撮影装置34には、超音波を送波すると共に任意の物体によって反射された超音波を受波するプローブ36が接続されており、超音波断層撮影装置34は、プローブ36で超音波が受波されることでプローブ36から入力される信号を超音波断層画像へ変換し、コンピュータ12へ出力する。またプローブ36には、プローブ36の位置及び向きを検出するために、光反射率の高い材料から成るマーク36Aが先端部及び後端部に貼付されている。後述するように、超音波

断層撮影装置34が超音波断層画像の撮影を行っているときには、プローブ36に貼付されたマーク36Aの3次元座標が3次元形状測定装置30によって測定される。

[0029] 次に本実施形態の作用を説明する。本実施形態において、脳腫瘍を摘出する手術を行うにあたっては、まずMRI撮影室で患者(手術対象者)の頭部のMRI画像がMRI撮影装置24によって事前に撮影される。MRI画像の撮影時には、図4Bに示すように、患者の頭部に対して事前に決定された皮膚切開線(頭皮を切開する位置を表す線)に基づき、患者の頭部のうち手術時に切開される範囲の周辺に相当する位置に、MRI画像に写る材質から成る術前マーク80が3個又はそれ以上の数貼付される。この術前マーク80は請求項8に記載の第1のマークに対応しており、例えば直径が5mm程度の大きさの白色で球状のマークを用いることができる。なお、図4Bに示す開頭範囲は手術時に頭蓋骨を切除する範囲を意味している。

[0030] そして、例として図4Aに示すように、患者の頭部に対して一定間隔(例えば1mm程度)で設定した複数の断面の各々について、MRI撮影装置24によってMRI画像が撮影される。これにより、設定した各断面を高精細に可視化した複数のMRI画像(手術部位の複数の高精細断層画像)が得られる。なお、撮影によって得られた複数のMRI画像の一部には術前マーク80も写し込まれている。また、患者の頭部に貼付された術前マーク80は、手術時まで貼付位置を変えずに残される。また、MRI撮影装置24によって撮影された複数のMRI画像は本発明に係る複数の高精細断層画像(請求項6に記載のMRI画像)に対応している。

[0031] 上記の撮影によって得られた複数のMRI画像のデータは、MRI撮影装置24からコンピュータ12に入力され、HDD20に記憶される。そして、コンピュータ12によって患者の脳の3次元モデル(3次元脳モデル)の生成が行われる。具体的には、まず入力されたデータが表す複数のMRI画像のうち3個の術前マーク80の少なくとも1つが写し込まれているMRI画像を全て選択し、選択したMRI画像上での3個の術前マーク80の位置を基準とする(例えば3個の術前マーク80の何れか1つを原点とする)3次元座標系(以下、MRI座標系と称する)を設定する。また、複数のMRI画像から患者の脳に相当する画像領域を各々抽出し、複数のMRI画像から各々抽出した画像領域に対し、脳の表面又は内部に位置し、MRI画像や表面測定データ、超音波断

層画像上での判別が容易な特徴点(脳溝や脳回、動脈、静脈等の脳の特徴部分に対応している点、脳腫瘍と正常部との境界に相当する点も含む)を多数設定し、MRI座標系での各特徴点の3次元座標を求めると共に、各特徴点のMRI座標系での3次元座標と、各特徴点のMRI画像上での位置をHDD20等に記憶する。

[0032] 続いて、設定した多数の特徴点のうち、脳の表面に位置している特徴点(節点)を辺で結び、辺で囲まれた部分を平面とみなすことで、脳の外縁を表す立体モデルを生成すると共に、脳の内部に位置している特徴点(節点)も辺で結び、辺で囲まれた部分を平面とみなすことで、脳の外縁を表す立体モデルを多数個の立体要素へ分割する。これにより、図4Cにも示すように、患者の頭部の複数のMRI画像から、患者の脳を多数個の立体要素の集合として表す脳の3次元モデルを生成することができる。また、コンピュータ12は、MRI座標系での各特徴点(各節点)の3次元座標に基づいて3次元脳モデルにおける節点の疎密を調べ、3次元脳モデル中に節点の間隔が大きい(密度が低い)領域が存在していた場合には、該領域に対して節点を追加することで、3次元脳モデルを構成する各立体要素のサイズを均一化する。そしてコンピュータ12は、生成した3次元脳モデルのデータをHDD20に記憶させる。

[0033] なお、上記の3次元脳モデルの生成をコンピュータ12とは別のコンピュータで行い、生成された3次元脳モデルのデータをコンピュータ12へ転送するようにしてもよい。

[0034] 脳腫瘍を摘出する手術は、上述したMRI画像の撮影及び3次元脳モデルの生成が完了した後に行われるが、この手術の開始時に手術者によりコンピュータ12に対してMRI画像表示プログラムの起動が指示されることで、手術中にはコンピュータ12によってMRI画像表示処理が実行される。以下、このMRI画像表示処理について、図5のフローチャートを参照して説明する。

[0035] ステップ100では患者の開頭が完了したか否か判定し、判定が肯定される迄ステップ100を繰り返す。脳腫瘍摘出手術では、まず患者の頭皮を切開して頭蓋骨を露出させた後に、露出した頭蓋骨のうち事前に決定された開頭範囲に相当する部分を切除することで、手術部位としての脳を露出させる開頭手術が行われる。開頭手術が完了し、開頭手術が完了したことを表す情報がキーボード14を介して手術者によって入力されると、ステップ100の判定が肯定されてステップ102へ移行し、ディスプレイ

18にメッセージを表示させる等により、手術者に対して術中マークの付与を要請する。そして、次のステップ104で術中マークの付与が完了したか否か判定し、判定が肯定される迄ステップ104を繰り返す。

[0036] 術中マークの付与が要請されると、手術者は、例として図4Bにも示すように、開頭手術によって頭蓋骨の一部が切除されることで形成された骨窓の近傍の頭蓋骨上に、術中マーク82を3個又はそれ以上の数付与する。なお、術中マーク82は、例えば前述の術前マーク80と同様に、直径が5mm程度の大きさの白色で球状のマークを用いることができる。術中マーク82の付与が完了すると、手術者は、開頭手術の間は開頭手術を阻害しない位置に配置していた手術顕微鏡26の顕微鏡部38を、開頭手術によって露出した脳が、手術顕微鏡26の対物レンズ40及び接眼レンズ42が光学像を形成する視野範囲内に入る位置へ移動させた後に(この顕微鏡部38の移動に伴い、露出した脳や術中マーク82、術前マーク80が3次元形状測定装置30による測定範囲内及びビデオカメラ32による撮像範囲内に入ることになる)、術中マーク82の付与が完了したことを表す情報をキーボード14を介して入力する。

[0037] これによりステップ104の判定が肯定され、次のステップ106以降で、筐体座標系における座標値をMRI座標系における座標値に変換するための座標変換式を求めるキャリブレーション処理が行われる。すなわち、まずステップ106では現在の状態が「測定中」であることを表すメッセージをディスプレイ18に表示させることで、手術操作を中断させる。またステップ108では、3次元形状測定装置30に対して表面形状の測定を指示すると共に、ビデオカメラ32に対して脳の表面の撮像を指示する。これにより、3次元形状測定装置30では、脳の表面を含む患者の頭部へ向けて送出レーザー光を射出し、患者の頭部で反射された戻りレーザー光のラインセンサ70上での受光位置に基づいてレーザー光の照射位置の3次元座標を検出(演算)することを、ガルバノメータミラー66(及びミラー67)の向きを変化させると共に可動ベース56を移動させながら繰り返すことで、開頭手術を経た患者の頭部の表面形状(脳の表面を含む頭部の各個所の3次元座標)の測定を行う。また、ビデオカメラ32は脳の表面を各々撮像する。上記の3次元形状測定装置30による表面形状の測定及びビデオカメラ32による撮像は20秒程度の時間で完了する。

- [0038] ステップ110では、3次元形状測定装置30が開頭手術を経た患者の頭部の表面形状の測定を行うことで得られた表面測定データを3次元形状測定装置30から取り込むと共に、ビデオカメラ32が撮像を行うことで得られた画像データをビデオカメラ32から取り込む。ステップ112では、3次元形状測定装置30から取り込んだ表面測定データから、個々の術前マーク80及び個々の術中マーク82に対応するデータを抽出し(術前マーク80及び術中マーク82は3次元形状測定装置30によって球状の物体として検出される)、抽出したデータに基づいて個々の術前マーク80及び個々の術中マーク82の中心の3次元座標を演算によって求める。
- [0039] なお、術前マーク80及び術中マーク82は、ビデオカメラ32による撮像によって得られた撮像画像中では円形の画像部として存在しているので、表面測定データから抽出したデータが表す個々の術前マーク80や個々の術中マーク82に対応する球状の物体の中心と、撮像画像中に存在している個々の術前マーク80や個々の術中マーク82に対応する円形の画像部の中心を重ね合わせることで、表面測定データと撮像画像を重ね合わせることができる。また、開頭手術前(術中マーク82を付与する前)に個々の術前マーク80の3次元座標を求めておき、ステップ112で演算した個々の術前マーク80の3次元座標が表す個々の術前マーク80の位置関係(術前マーク80の間隔)を開頭手術前に求めた個々の術前マーク80の位置関係と比較することで、開頭手術に伴って術前マーク80の位置が変化していないか否かをチェックし、必要に応じて術前マーク80の位置修正・術前マーク80及び術中マーク82の3次元座標の再導出を行うようにしてもよい。
- [0040] ステップ112で演算した個々の術前マーク80及び個々の術中マーク82の3次元座標は筐体座標系における座標値であるが、個々の術前マーク80のMRI座標系における3次元座標値は既知であるので、次のステップ114では、ステップ112で演算した個々の術前マーク80及び個々の術中マーク82の3次元座標が表す術前マーク群と術中マーク群の位置関係、個々の術前マーク80のMRI座標系における座標値に基づき、筐体座標系における3次元座標値を、術中マーク82の位置を基準としてMRI座標系における3次元座標値に変換する座標変換式を導出し、導出した座標変換式をHDD20に記憶させる。これによりキャリブレーション処理が完了する。

- [0041] 本実施形態では術前マーク80を患者の頭部の頭皮上に付与しているので、術前マーク80の位置は手術の進行に伴って変化する可能性があるが、術中マーク82は骨窓の近傍の頭蓋骨上に付与しているので、術中マーク82の位置が手術中に変化することはない。そして本実施形態では、上記のように筐体座標系における3次元座標値を、術中マーク82の位置を基準としてMRI座標系における3次元座標値に変換する座標変換式を導出しているので、上記の座標変換式を用いることで、手術の進行に伴って術前マーク80の位置が変化したとしても影響を受けることなく、筐体座標系における3次元座標値を、術中マーク82の位置を基準としてMRI座標系(当初の術前マーク80の位置を基準として設定したMRI座標系)における3次元座標値に精度良く変換することができ、3次元脳モデル(及びMRI画像)と第1の位置情報(表面測定データ)及び第2の位置情報(非露出部分データ:詳細は後述)との位置合わせを精度良く行うことができる。
- [0042] また、筐体座標系における3次元座標値を、術中マーク82の位置を基準としてMRI座標系における3次元座標値に変換できることに伴い、3次元形状測定装置30による以降の測定及びビデオカメラ32による以降の撮像において、開頭範囲(骨窓)に対して比較的離れた位置に付与されている術前マーク80を、3次元形状測定装置30による測定範囲内及びビデオカメラ32による撮像範囲内に入れる必要が無くなる。これにより、顕微鏡部38(3次元形状測定装置30及びビデオカメラ32)を手術部位としての脳により接近させた状態で、3次元形状測定装置30による測定及びビデオカメラ32による撮像を行うことができるので、3次元形状測定装置30による測定及びビデオカメラ32による撮像の精度も向上させることができる。
- [0043] 次のステップ116では、ディスプレイ18に表示していた「測定中」のメッセージを消去すると共に、手術前に撮影されたMRI画像のデータをHDD20から読み込み、読み込んだデータに基づいてMRI画像(患者の脳の高精細な断層画像)をディスプレイ18に表示させる。ディスプレイ18に表示された上記のMRI画像を参照することで、手術者は、開頭手術完了直後の段階での摘出対象の脳腫瘍の位置等を正確に判断することができる。なお、MRI画像の表示専用の高精細なディスプレイを設け、この高精細ディスプレイにMRI画像を表示させるようにしてもよい。また、ディスプレイ1



8に単にMRI画像を表示させるのみならず、手術顕微鏡26の対物レンズ40及び接眼レンズ42が光学像を形成する視野範囲の中心が、MRI画像上の何れの位置に対応しているかを演算し、MRI画像上の演算した位置に、例えば明滅するマーク等を表示させることで、手術者が注目している個所をMRI画像上に明示させるようにしてもよい。

[0044] なお、上記のように開頭手術完了直後の段階では、手術前に撮影されたMRI画像（未補正のMRI画像）を表示させることに限られるものではなく、開頭手術により脳に変位や変形が生じている可能性を考慮し、開頭手術完了直後の段階においても、後述するステップ122～ステップ150の処理を経て補正したMRI画像を表示させるようにしてもよいし、開頭手術完了直後の段階において、未補正のMRI画像を表示させるか補正したMRI画像を表示させるかを手術者が選択可能としてもよい。

[0045] 次のステップ118では、ディスプレイ18に表示しているMRI画像を更新すべきタイミングが到来したか否かを判定する。この判定は、MRI画像の表示を開始してから（或いはMRI画像の更新を前回行ってから）一定時間が経過したか否かを判断することで行ってもよいし、手術者がMRI画像の更新を指示したか否かを判断することで行ってもよい。ステップ118の判定が否定された場合はステップ120へ移行し、手術が終了したか否かを判定する。この判定は、手術終了を意味する情報がキーボード14を介して手術者により入力されたか否かを判断することで行うことができる。この判定も否定された場合はステップ118に戻り、何れかの判定が肯定される迄ステップ118, 120を繰り返す。

[0046] 上記のように「測定中」のメッセージに代えてMRI画像がディスプレイ18に表示されると、手術者は、脳腫瘍摘出手術における開頭手術以降の手術操作を開始するが、この手術操作には例えば脳をヘラで押したり、脳の一部を切開又は切除する等の操作が含まれている。そして、脳に対してこのような操作を加えると脳の各部に変位や変形が生じるので、実際の脳の状態（各部の位置や形状）がディスプレイ18に表示しているMRI画像が表す脳の状態と相違することになり、ディスプレイ18に表示されているMRI画像を参照しても、手術者が摘出対象の脳腫瘍の位置や範囲等を精度良く判断することが困難となってくる。このため、MRI画像表示処理では、MRI画像の

表示を開始してから(或いはMRI画像の更新を前回行ってから)一定時間が経過するか、又は、MRI画像の更新を指示する情報がキーボード14を介して手術者により入力されると、ステップ120の判定が肯定されてステップ122へ移行し、ステップ122以降でディスプレイ18に表示しているMRI画像を補正・更新する処理を行う。

[0047] すなわち、まずステップ122では現在の状態が「測定中」であることを表すメッセージをディスプレイ18に表示させることで、手術操作を中断させる。またステップ124では、3次元形状測定装置30に対して表面形状の測定を指示すると共に、ビデオカメラ32に対して脳の表面の撮像を指示する。これにより、3次元形状測定装置30では、脳の表面を含む患者の頭部へ向けて送出レーザ光を射出し、患者の頭部で反射された戻りレーザ光のラインセンサ70上での受光位置に基づいてレーザ光の照射位置の3次元座標を検出(演算)することを、ガルバノメータミラー66(及びミラー67)の向きを変化させると共に可動ベース56を移動させながら繰り返すことで、開頭手術を経た患者の頭部の表面形状(頭部の各個所の3次元座標)の測定を行う。また、ビデオカメラ32は脳の表面を各々撮像する。上記の3次元形状測定装置30による表面形状の測定及びビデオカメラ32による撮像は20秒程度の時間で完了する。

[0048] なお、脳腫瘍摘出手術等では、手術者が手術顕微鏡26を把持部46を把持して顕微鏡部38を動かし、手術操作を加える部分を手術顕微鏡26により視認しながら行われるが、3次元形状測定装置30及びビデオカメラ32はこの手術顕微鏡26に取り付けられているので、3次元形状測定装置30による表面形状の測定やビデオカメラ32による撮像に際し、表面形状の測定範囲や撮像範囲を改めて調整する必要はなく、3次元形状測定装置30は単に筐体座標系における一定範囲について表面形状の測定を行うのみで脳の表面や術中マーク82を含む測定範囲内における表面形状の測定を行うことができ、ビデオカメラ32についても単に一定の撮像範囲を撮像するのみで脳の表面や術中マーク82を含む撮像範囲内を撮像することができる。

[0049] ステップ126では、3次元形状測定装置30による測定によって得られた表面測定データを3次元形状測定装置30から取り込むと共に、ビデオカメラ32が撮像を行うことで得られた画像データをビデオカメラ32から取り込む。ステップ128では、3次元形状測定装置30から取り込んだ表面測定データから、個々の術中マーク82に相当す

るデータを各々抽出し、抽出したデータに基づいて個々の術中マーク82の中心の3次元座標を演算によって各々求める。ステップ130では、先のステップ114で導出した座標変換式をHDD20から読み出し、読み出した座標変換式を用いて、表面測定データが表す脳表面の各点の3次元座標(管体座標系における座標値)を、ステップ128で求めた3次元座標が表す個々の術中マーク82の位置を基準としてMRI座標系における3次元座標値へ各々変換し、座標変換後の表面測定データをHDD20に記憶させる。これにより、第1の位置情報(表面測定データ)と3次元脳モデル(及びMRI画像)との位置合わせが完了する。

[0050] ステップ132では、超音波断層画像の撮影を手術者に要請するメッセージをディスプレイ18に表示させることで、超音波断層撮影装置34を用いて脳の超音波断層画像を撮影させると共に、3次元形状測定装置30に対して表面形状の測定を指示する。これにより、手術者はプローブ36を把持し、プローブ36の先端を患者の脳へ向けた状態で、超音波断層撮影装置34に対して超音波断層画像の撮影を指示する。

[0051] 超音波断層画像の撮影が指示されると、超音波断層撮影装置34はプローブ36の先端から超音波を送波させ、任意の物体で反射されてプローブ36で受波された超音波に応じてプローブ36から出力される電気信号をデジタルデータに変換してメモリ等に記憶することを、プローブ36の先端からの超音波の送波方向を一定方向に沿って変化させながら繰り返した後に、メモリ等に記憶したデータを並べ替えることで、前記一定方向と平行な断面についての脳の超音波断層画像を表すデータを生成する。また手術者は、超音波断層撮影装置34に対して超音波断層画像の撮影を指示することを、前記一定方向と略直交する方向へ略一定距離ずつプローブ36を移動させながら繰り返す。

[0052] これにより、患者の脳に対して略一定距離ずつ隔てられた複数の断面に対応する複数の超音波断層画像が各々撮影される。なお、複数の超音波断層画像の撮影は3分程度の時間で完了する。また、上記のように各断面に対応する超音波断層画像の撮影が行われている間、3次元形状測定装置30によって表面形状の測定が継続されることで、プローブ36の位置(プローブ36に貼付されているマーク36Aの3次元座標)及び術中マーク82の位置が繰り返し測定される。

- [0053] ステップ134では、超音波断層撮影装置34によって撮影された複数の超音波断層画像のデータを超音波断層撮影装置34から各々取り込むと共に、3次元形状測定装置30による測定によって得られた表面測定データを3次元形状測定装置30から取り込む。ステップ136では、3次元形状測定装置30より取り込んだ表面形状測定データから、各超音波断層画像を撮影している時のプローブ36の個々のマーク36Aに相当するデータ及び個々の術中マーク82に対応するデータを各々抽出し、抽出したデータに基づいて、各超音波断層画像を撮影しているときの個々のマーク36Aの中心の3次元座標及び個々の術中マーク82の中心の3次元座標を演算によって各々求める。また、演算によって求めた個々のマーク36Aの中心の3次元座標に基づいて、各超音波断層画像を撮影している時のプローブ36の先端の3次元座標(筐体座標系における座標値)及びプローブ36の向き(筐体座標系における向き)を演算する。
- [0054] ステップ138では、超音波断層撮影装置34から取り込んだ複数の超音波断層画像のデータに基づき、各超音波断層画像から脳の内部(3次元形状測定装置30では3次元座標を検出できない非露出部分)に位置しており、かつ画像上での判別が容易な特徴点(脳溝や動脈、静脈等の脳の特徴部分に対応している点、脳腫瘍と正常部との境界に相当する点も含む)を各々抽出する。そしてステップ140では、まずステップ136で演算した各超音波断層画像を撮影している時のプローブ36の先端の3次元座標及びプローブ36の向き、各超音波断層画像上での各特徴点の位置に基づき、筐体座標系における各特徴点の3次元座標を演算した後に、先のステップ114で導出した座標変換式をHDD20から読み出し、読み出した座標変換式を用いて、筐体座標系における各特徴点の3次元座標を、ステップ136で求めた3次元座標が表す個々の術中マーク82の位置を基準としてMRI座標系における3次元座標値へ各々変換し、座標変換後の各特徴点の3次元座標及び各特徴点の超音波断層画像上での位置を非露出部分データとしてHDD20に記憶させる。これにより、第2の位置情報(非露出部分データ)と3次元脳モデル(及びMRI画像)との位置合わせが完了する。
- [0055] 上記処理により、MRI画像の補正に用いる表面測定データ及び非露出部分デー

タの取得が完了すると、次のステップ142では、HDD20から3次元脳モデル(図6Aも参照)のデータを取り込む。次のステップ144では、まずビデオカメラ32から取り込んだ画像データが表す撮像画像上に表れている脳の特徴部分(例えば脳溝や脳回、動脈、静脈等)を、MRI画像に表れている脳の特徴部分と照合することで、撮像画像とMRI画像との対応付け(撮像画像上に表れている脳表面の各点がMRI画像上のどの部分に対応しているかの判断)を行う。また、本実施形態では3次元形状測定装置30による測定範囲と同一の範囲を撮像するように、ビデオカメラ32の位置及び向きが調節されているので、撮像画像とMRI画像との対応付けの結果に基づいて、表面測定データによってMRI座標系における3次元座標が既知となっている脳表面の各点がMRI画像上のどの部分に対応しているかを判断する。そして、3次元脳モデルの生成時にHDD20に記憶した3次元脳モデルの各節点(特徴点)のMRI画像上での位置に基づいて、3次元脳モデルを構成する各節点のうち、表面測定データによってMRI座標系における3次元座標が既知となっている脳表面の各点に対応する節点を判断することで、表面測定データと3次元脳モデルとの対応付けを行う。

[0056] 上記のように、ビデオカメラ32によって撮像された画像を表面測定データと3次元脳モデルとの対応付けに用いることで、例えば脳の表面の色の变化等のように表面測定データ上では明瞭でない特徴も利用して表面測定データと3次元脳モデルとの対応付けを行うことができるので、表面測定データと3次元脳モデルとの対応付けの精度を向上させることができる。

[0057] またステップ144では、同様に、超音波断層画像に表れている脳の特徴部分をMRI画像に表れている脳の特徴部分と照合することで、超音波断層画像において脳の内部に相当する各点がMRI画像上のどの部分に対応しているかを判断し、3次元脳モデルの各節点(特徴点)のMRI画像上での位置及び超音波断層画像から抽出された各特徴点の超音波断層画像上での位置に基づいて、3次元脳モデルを構成する各節点のうち、非露出部分データによってMRI座標系における3次元座標が既知となっている脳の内部の各特徴点に対応する節点を判断する。

[0058] そして、表面測定データが表す脳表面の各点の何れかに対応していると判断した節点の3次元座標を、対応する点の3次元座標(表面測定データが表すMRI座標系

での3次元座標)に置き換えると共に、非露出部分データが表す脳の内部の各特徴点の何れかに対応していると判断した節点の3次元座標を、対応する特徴点の3次元座標(非露出部分データデータが表すMRI座標系での3次元座標)に置き換えることで、例として図6Bにも示すように、3次元脳モデルを構成する各節点のうち、表面測定データが表す脳表面の各点の何れか又は非露出部分データが表す脳の内部の各特徴点の何れかに対応している節点の位置を修正する。なお、図6Bには脳の表面又は裏面に対応している節点についてのみ位置を修正している例が示されているが、脳の表面と裏面の間の部分に対応している節点も位置修正の対象としてもよい。

[0059] ステップ146では、ステップ144で位置修正対象とした節点及び該節点の修正後の位置に基づき、3次元脳モデルを構成する各節点のうち、ステップ144における位置修正対象の節点を、ステップ144における修正後の位置へ移動させる外力が3次元脳モデルに加わることで、それ以外の節点の位置がどのように変位するかを、有限要素法を適用して推定演算し、推定演算の結果に基づき、例として図6Cにも示すように、ステップ144で位置修正対象とした節点以外の節点の位置(3次元座標)を修正する。これにより、現在の脳の状態(各部の変位や変形)を精度良く表すように、3次元脳モデルを修正することができる。なお、有限要素法に代えてそれに類似の方法(例えば処理の高速化等を目的として有限要素法を簡略化した方法等)を適用するようにしてもよい。

[0060] 次のステップ148では、ステップ144, 146で各節点の位置を修正した3次元脳モデルと、3次元脳モデルの各節点(特徴点)のMRI画像上での位置に基づき、例えば3次元脳モデルの修正による各節点の位置の移動に応じてMRI画像の各画素の位置が移動するように、MRI画像に対して幾何学変換を行う等により、修正後の3次元脳モデルが表す脳の各部の変位や変形に応じてMRI画像を補正する。これにより、現在の脳の状態を高精細かつ精度よく表すMRI画像を得ることができる。

[0061] これにより、ディスプレイ18に更新表示された上記のMRI画像を参照することで、手術者は、開頭手術後の各種の手術操作により脳の各部に変位や変形が生じて、摘出対象の脳腫瘍の位置等を正確に判断することができる。また、上述したMRI画

像の補正・更新表示は、手術が終了する迄の間(ステップ120の判定が肯定される迄の間)、繰り返し(ステップ118の判定が肯定される毎に)行われるので、手術者は、随時更新表示されるMRI画像を参照することで、脳腫瘍の摘出開始時や、摘出中、摘出終了時等の各段階において、手術操作を加えた部分と周囲の脳との適切な解剖学的位置関係を確認しながら手術を行うことができる。また、残存腫瘍(腫瘍の取り残し)の有無を確認することもでき、摘出対象の脳腫瘍を完全に摘出することが可能になる。更に、ディスプレイ18に表示させるMRI画像は、事前に調査した各機能野の分布具合が地図として重畳表示されたfunctional mapping MRI画像であってもよいが、このfunctional mapping MRI画像を表示するようにした場合、手術者は、手術操作を加えている部位と各機能野の位置関係を把握しながら手術を進めることができる。

#### 産業上の利用可能性

[0062] このように、本実施形態に係る手術支援装置10では、3次元形状測定装置30によって手術中に脳の表面が光学的に測定される(と共に、ビデオカメラ32によって手術中に脳の表面が撮像される)ことで得られた表面形状データと、超音波断層撮影装置34によって手術中に脳の非露出部分が超音波によって測定されることで得られた非露出部分データに基づいて、事前に撮影したMRI画像を脳の現在の状態を精度良く表すMRI画像へ補正して手術中に表示するので、現在の脳の状態(手術操作等に伴って変位や変形が生じた後の脳の状態)を手術者に認識させることができ、手術の精度向上を実現することができる。

[0063] また、本実施形態に係る手術支援装置10では、3次元形状測定装置30による表面形状の測定及びビデオカメラ32による撮像が20秒程度の時間で完了し、超音波断層撮影装置34による複数の超音波断層画像の撮影が3分程度の時間で完了するので、手術中にMRI画像の撮影を定期的に行う場合と比較して手術操作の中断時間が大幅に短縮される。従って、脳の現在の状態を表すMRI画像を手術中に表示するために手術が妨げられることも回避することができる。

[0064] また、本実施形態に係る手術支援装置10は、既存の脳神経外科の手術設備に、3次元形状測定装置30、ビデオカメラ32、3次元モデル生成プログラム及びMRI画像

表示プログラムをインストールしたコンピュータ12を追加するのみで実現できるので、手術中にMRI画像の撮影を定期的に行う場合と比較して遙かに低コストで実現することができる。

[0065] なお、上記ではビデオカメラ32を1台のみ設置した構成を説明したが、これに限定されるものではなく、互いに異なる方向から撮像する複数台のビデオカメラを設置し、各ビデオカメラで撮像された画像を用いて表面測定データと三次元脳モデルとの対応付けを行うことで、表面測定データと三次元脳モデルとの対応付けの精度を更に向上させるようにしてもよい。

[0066] また、上記では脳腫瘍を摘出する手術の支援に本発明を適用した例を説明したが、これに限定されるものではなく、脳腫瘍の摘出以外の脳の手術に適用してもよい。また、手術部位も脳に限られるものではなく、本発明は人体の任意の部位に対する手術の支援に適用可能である。

[0067] また、上記では本発明に係る高精細断層画像としてMRI画像を例に説明したが、手術部位を高精細に表す断層画像であればよく、例えばX線CT撮影等、他の公知の撮影方法で撮影された断層画像を適用してもよい。また、本発明に係る高精細断層画像以外に、他の撮影方法(例えばポジトロン・エミッション断層撮影法(PET)やシングル・フォトン・エミッション・コンピュータ断層撮影法(SPECT)等)で撮影された他の断層画像も参照しながら手術が行われる場合、他の断層画像を本発明に係る高精細断層画像と事前に対応付けておき、前述のように表面測定データ及び非露出部分データに基づいて本発明に係る高精細断層画像を補正した後に、補正後の高精細断層画像に基づいて前記他の断層画像も補正して表示するようにしてもよい。

## 符号の説明

- [0068] 10 手術支援装置  
12 コンピュータ  
18 ディスプレイ  
22 ドライブ  
24 MRI撮影装置



26 手術顕微鏡

30 3次元形状測定装置

32 ビデオカメラ

34 超音波断層撮影装置

36 プローブ

80 術前マーク

82 術中マーク

## 請求の範囲

- [1] 手術中に手術部位の表面を光学的に測定し、前記手術部位の表面の各個所の3次元位置を表す第1の位置情報を取得する第1取得手段と、
- 手術中に前記手術部位の非露出部分を超音波により測定し、前記手術部位の非露出部分の各個所の3次元位置を表す第2の位置情報を取得する第2取得手段と、
- 前記第1取得手段によって取得された前記第1の位置情報及び前記第2取得手段によって取得された前記第2の位置情報に基づき、手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像に基づいて生成された三次元モデルを用いて前記手術部位の各個所における変位及び変形を推測し前記複数の高精細断層画像を補正する補正手段と、
- 前記補正手段によって補正された高精細断層画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、
- を含む手術支援装置。
- [2] 前記第1取得手段は、手術顕微鏡に取り付けられ前記手術部位の表面をレーザ光で走査する走査装置と、前記手術顕微鏡に取り付けられ前記手術部位の表面で反射されたレーザ光を受光することで前記手術部位の表面のうちレーザ光が照射された個所の3次元位置を検出する検出手段と、を含んで構成され、前記検出手段による3次元位置の検出を、前記手術部位の表面上の各個所をレーザ光で走査しながら繰り返し行うことで、前記第1の位置情報を取得することを特徴とする請求項1記載の手術支援装置。
- [3] 前記第1取得手段は、手術顕微鏡に取り付けられ前記手術部位の表面を撮像する撮像手段を更に備え、前記補正手段は、前記撮像手段によって撮像された画像も用いて前記手術部位の各個所における変位及び変形の推測を行うことを特徴とする請求項1記載の手術支援装置。
- [4] 前記第2取得手段は、前記手術部位へ超音波を送波すると共に手術部位の非露出部分の各個所で反射された超音波を受波するプローブと、該プローブで受波された超音波を断層画像へ変換する変換手段を含んで構成されており、前記プローブの3次元位置に基づき、前記変換手段によって得られた超音波断層画像上の各個所

の3次元位置を求めることで、前記第2の位置情報を取得することを特徴とする請求項1記載の手術支援装置。

- [5] 前記第1取得手段は、手術顕微鏡に取り付けられ前記手術部位の表面をレーザ光で走査する走査装置と、前記手術顕微鏡に取り付けられ前記手術部位の表面で反射されたレーザ光を受光することで前記手術部位の表面のうちレーザ光が照射された個所の3次元位置を検出する検出手段と、を含んで構成され、前記第2取得手段の前記プローブの3次元位置の検出も行い、

前記第2取得手段は、前記第1取得手段によって検出された前記プローブの3次元位置に基づいて、前記超音波断層画像上の各個所の3次元位置を求めることを特徴とする請求項4記載の手術支援装置。

- [6] 前記高精細断層画像は、核磁気共鳴コンピュータ断層撮影法によって撮影したMRI画像であることを特徴とする請求項1記載の手術支援装置。

- [7] 前記補正手段は、前記第1取得手段によって取得された前記第1の位置情報及び前記第2取得手段によって取得された前記第2の位置情報に基づき、前記手術部位の三次元モデルのうち前記第1の位置情報又は前記第2の位置情報によって3次元位置が既知の箇所に対応する部分の位置を修正した後に、前記手術部位の三次元モデルのうち3次元位置が未知の箇所に対応する部分における変位及び変形を有限要素法又はそれに類似の方法により推測し、該推測結果に基づき前記手術部位の三次元モデルを再修正し、再修正後の前記手術部位の三次元モデルに基づいて前記複数の高精細断層画像の補正を行うことを特徴とする請求項1記載の手術支援装置。

- [8] 手術前の前記複数の高精細断層画像の撮影時には手術部位の周辺に3個以上の第1のマークが付与されると共に、手術時には手術部位の近傍に3個以上の第2のマークが付与され、

前記第1取得手段は、前記第1のマーク及び第2のマークの3次元位置を表すマーク位置情報も取得し、

前記補正手段は、前記第1取得手段によって取得されたマーク位置情報及び前記高精細断層画像上の前記第1のマークに相当する画像部の位置に基づいて、前記

高精細断層画像と前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報との位置合わせを行うことを特徴とする請求項1記載の手術支援装置。

- [9] 前記第1取得手段による前記第1の位置情報の取得、前記第2取得手段による前記第2の位置情報の取得、前記補正手段による前記複数の高精細断層画像の補正、及び、前記表示手段による前記高精細断層画像の表示は、手術中に繰り返し行われることを特徴とする請求項1記載の手術支援装置。

- [10] 手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像に基づいて前記手術部位の三次元モデルを生成する第1のステップ、

手術中に手術部位の表面を光学的に測定し、前記手術部位の表面の各個所の3次元位置を表す第1の位置情報を取得すると共に、手術中に前記手術部位の非露出部分を超音波により測定し、前記手術部位の非露出部分の各個所の3次元位置を表す第2の位置情報を取得する第2のステップ、

前記第2のステップで取得した前記第1の位置情報及び前記第2の位置情報に基づき、前記第1のステップで生成した三次元モデルを用いて前記手術部位の各個所における変位及び変形を推測し、推測した前記手術部位の各個所における変位及び変形に応じて、手術前に撮影した前記手術部位の複数の高精細断層画像を補正する第3のステップ、

及び、前記第3のステップで補正した高精細断層画像を表示手段に表示させる第4のステップ

を含む手術支援方法。

- [11] 表示手段が接続されたコンピュータを、

手術中に手術部位の表面を光学的に測定させ、前記手術部位の表面の各個所の3次元位置を表す第1の位置情報を取得する第1取得手段、

手術中に前記手術部位の非露出部分を超音波により測定させ、前記手術部位の非露出部分の各個所の3次元位置を表す第2の位置情報を取得する第2取得手段、

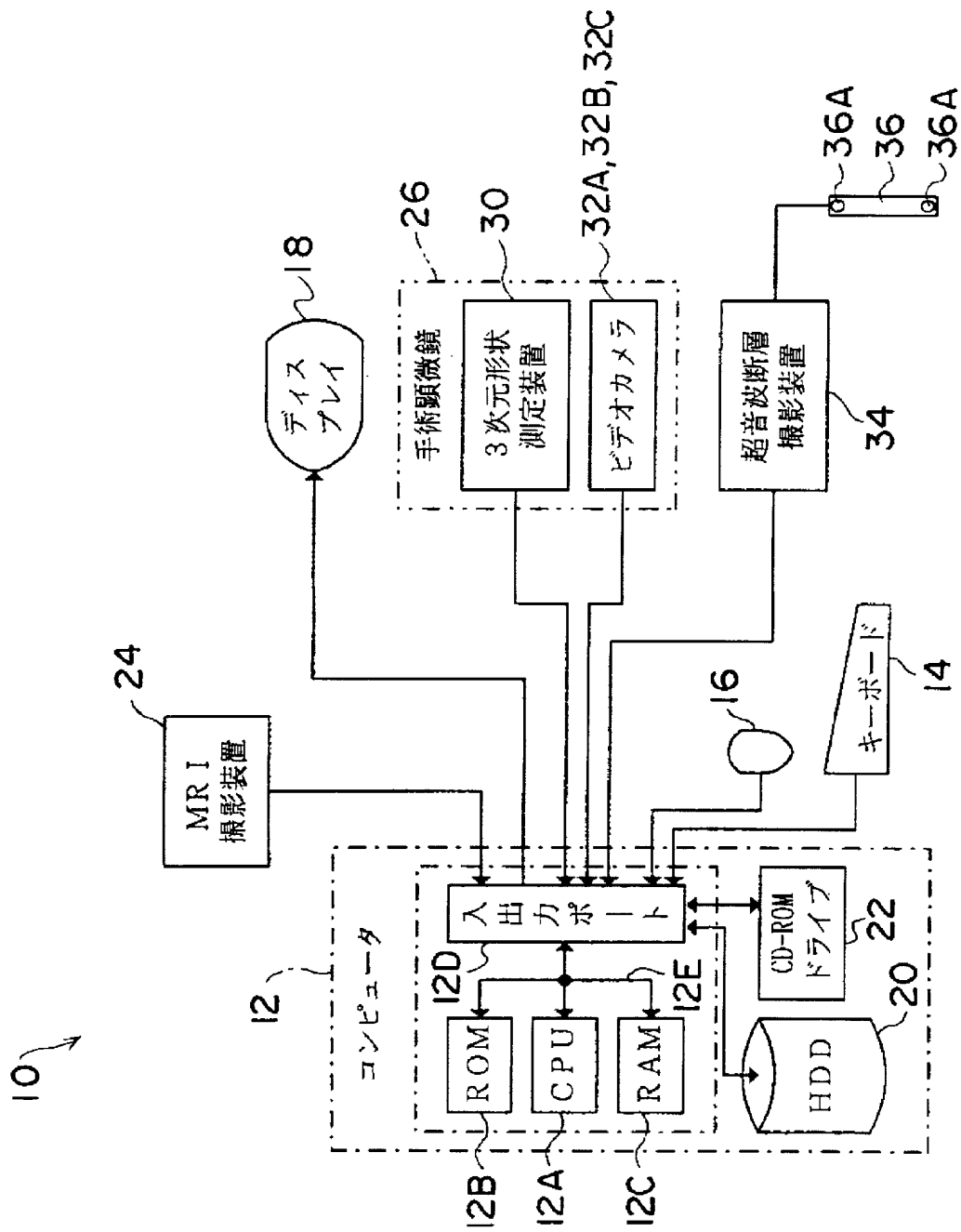
前記第1取得手段によって取得された前記第1の位置情報及び前記第2取得手段によって取得された前記第2の位置情報に基づき、手術前に撮影した手術部位の複数の高精細断層画像に基づいて生成された三次元モデルを用いて前記手術部位

の各個所における変位及び変形を推測し、推測した前記手術部位の各個所における変位及び変形に応じて、手術前に撮影した前記手術部位の複数の高精細断層画像を補正する補正手段、

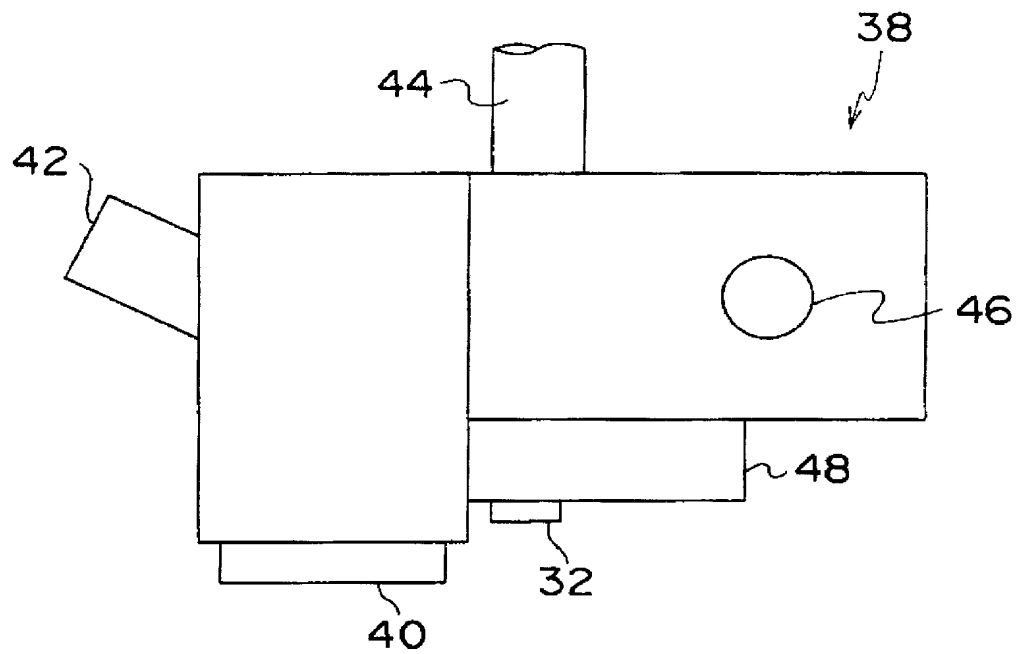
及び、前記補正手段によって補正された高精細断層画像を表示手段に表示させる表示制御手段

として機能させる手術支援プログラム。

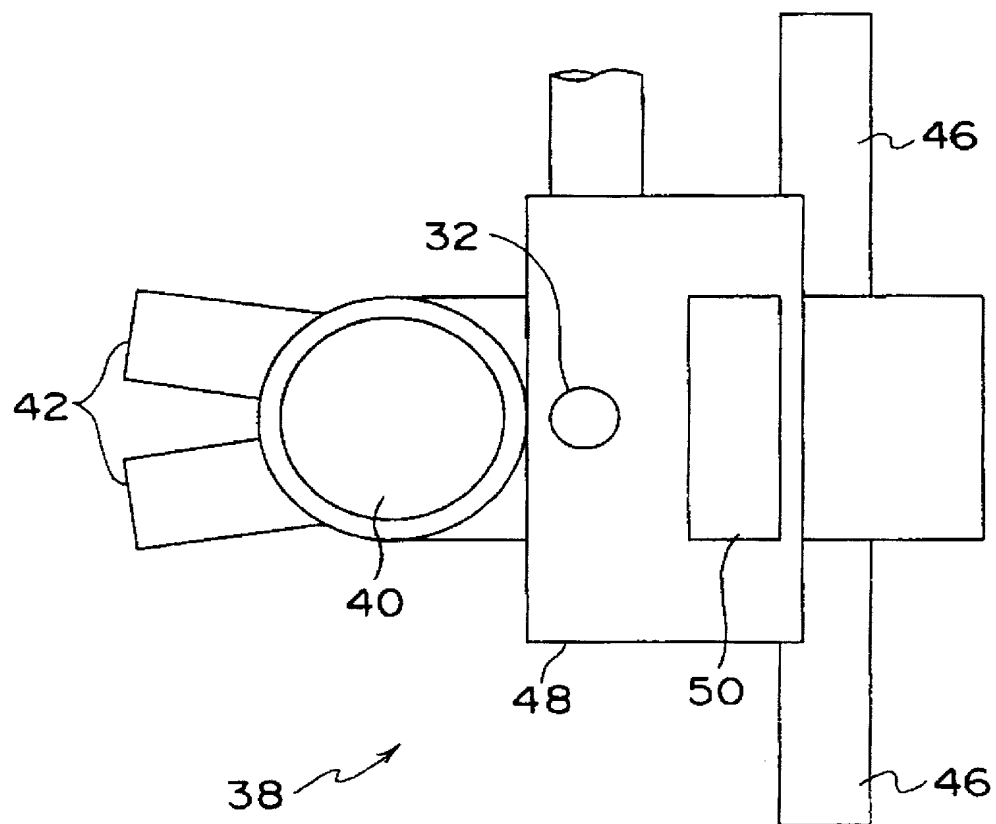
[図1]



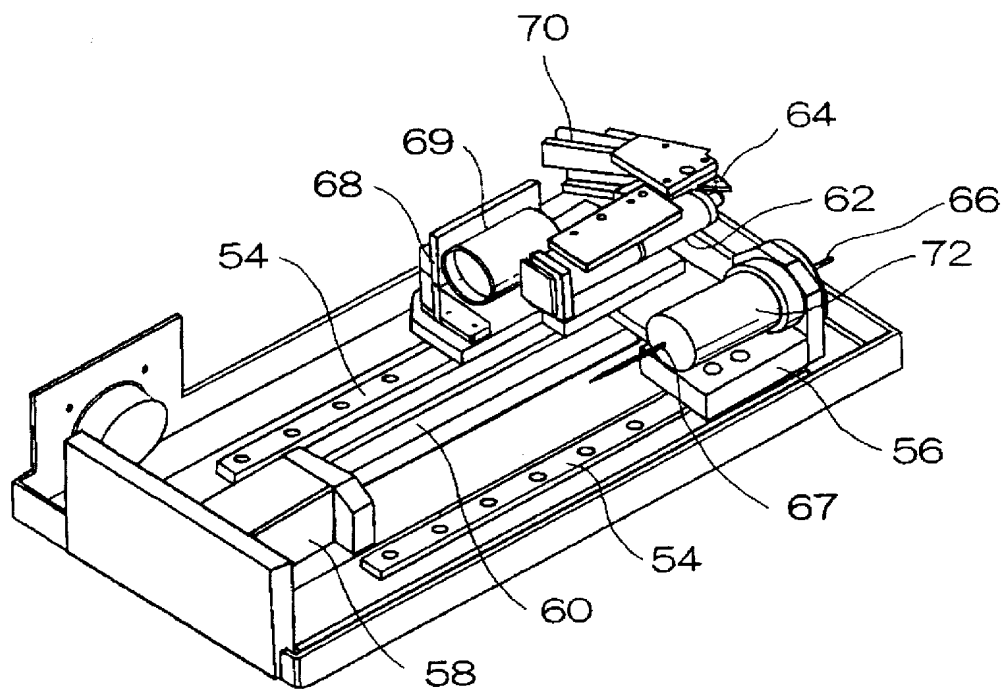
[図2A]



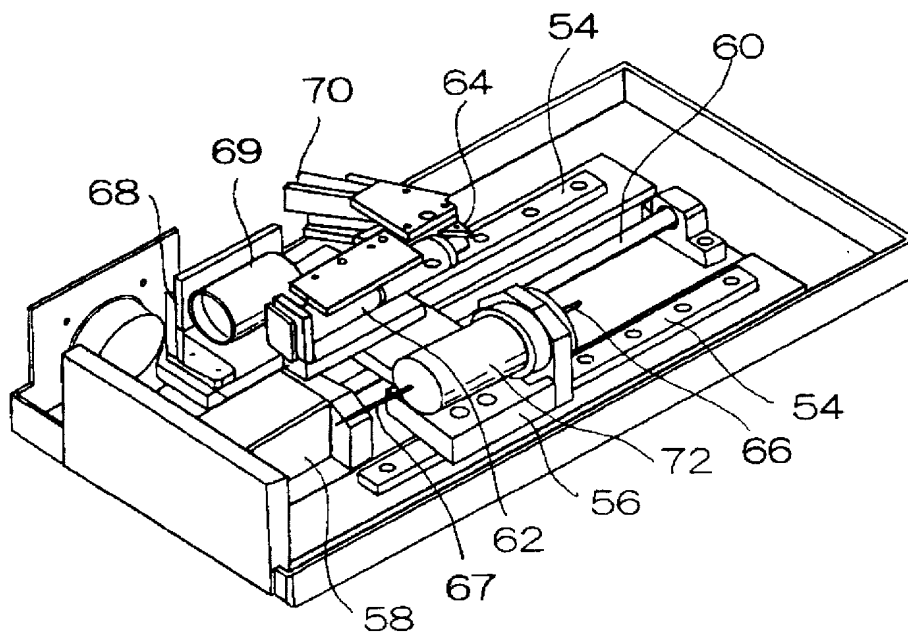
[図2B]



[図3A]

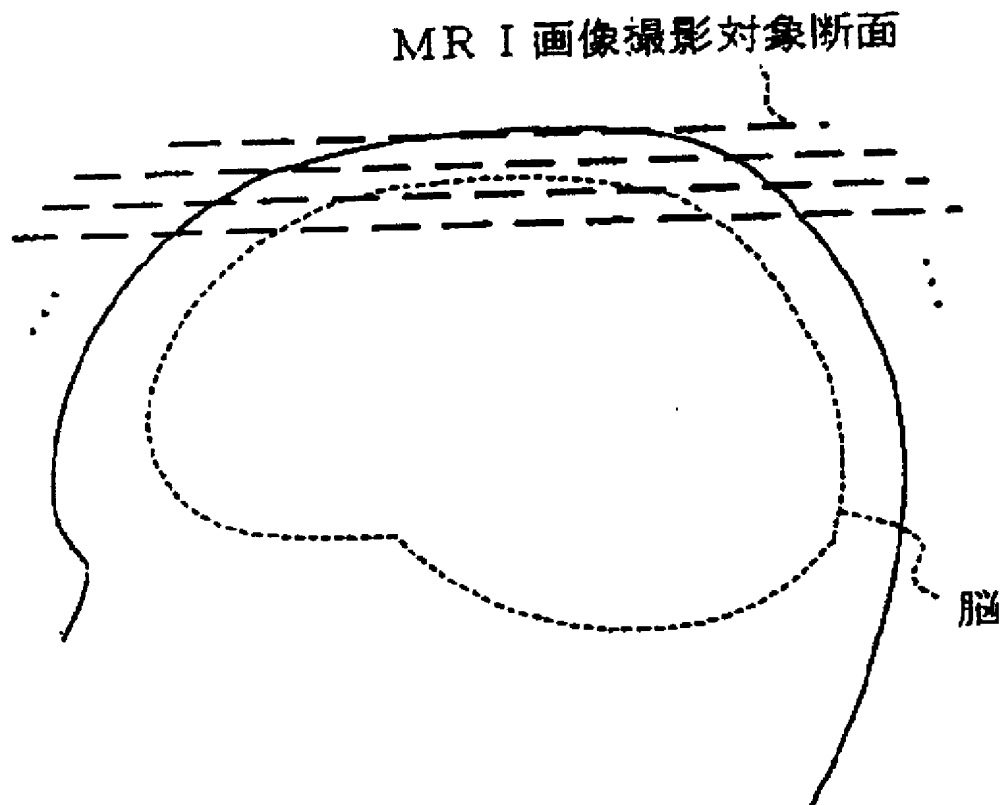


[図3B]

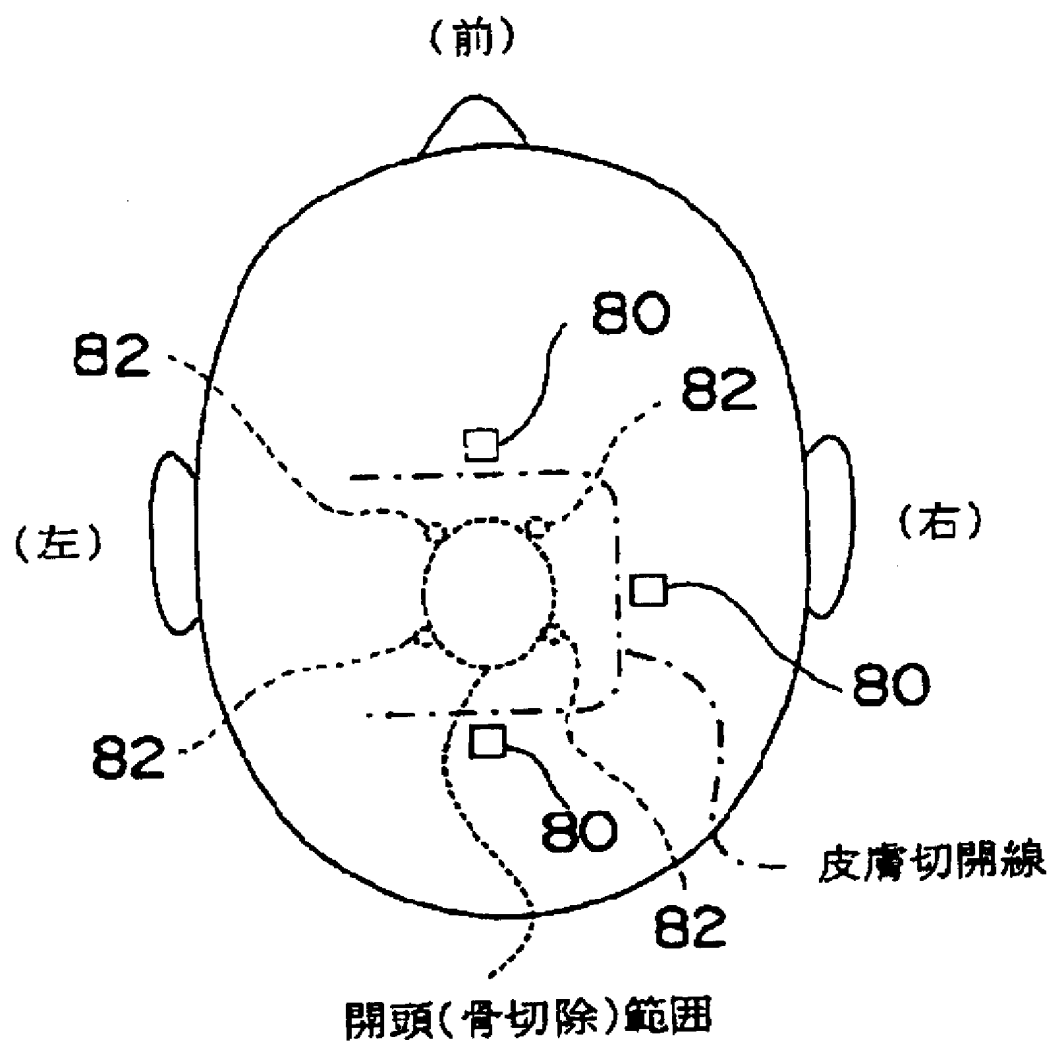




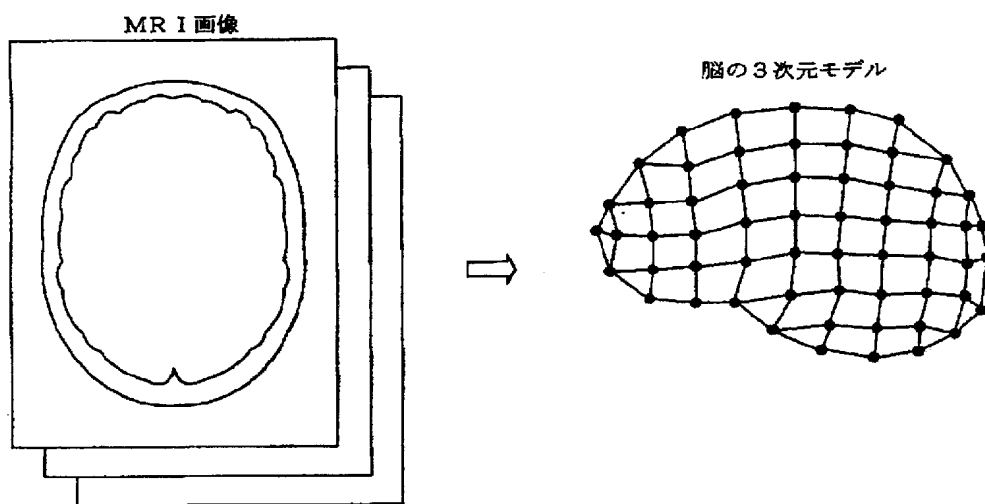
[図4A]



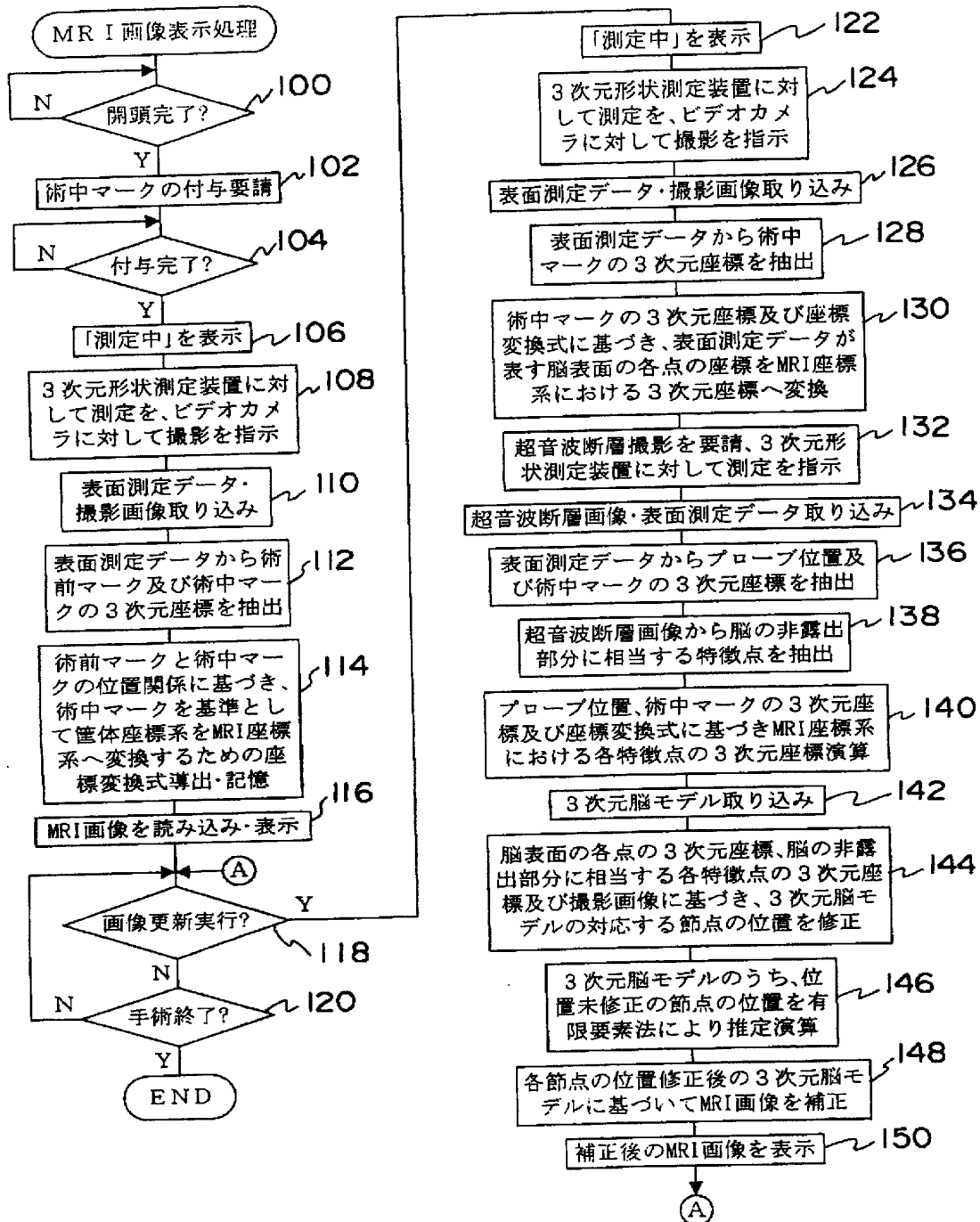
[図4B]



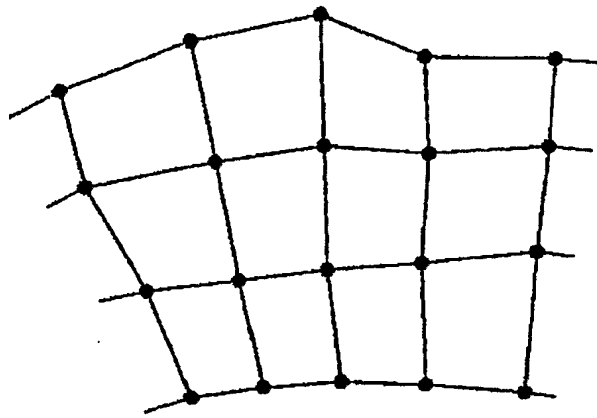
[図4C]



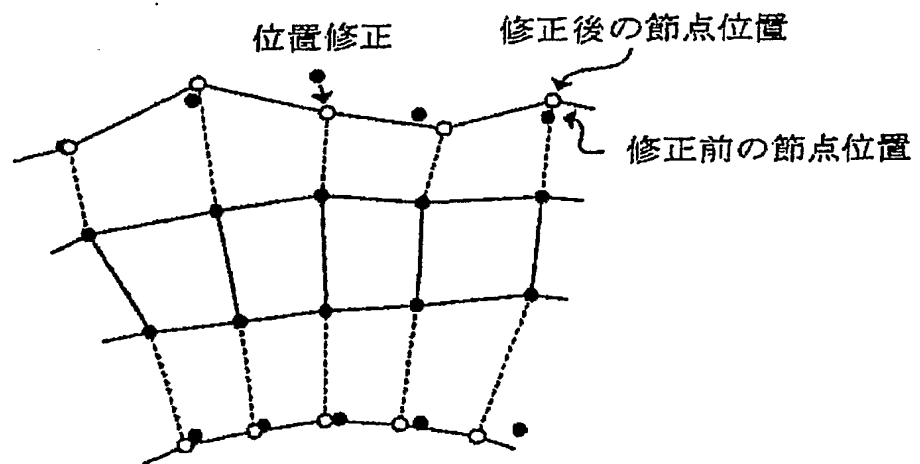
[図5]



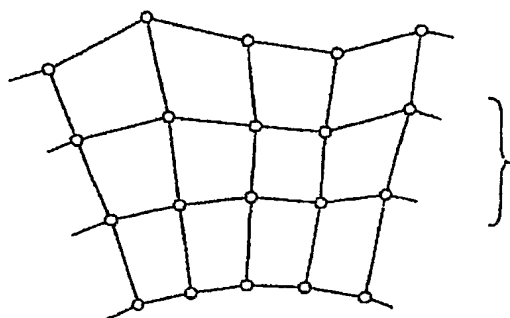
[図6A]



[図6B]



[図6C]



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/005855

## A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl.<sup>7</sup> A61B19/00, 5/055, 8/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl.<sup>7</sup> A61B19/00, 5/055, 8/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2005

Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2005 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-61860 A (Hitachi, Ltd.), 13 March, 2001 (13.03.01), Full text; all drawings & US 6557558 B1 & EP 1080695 A1	1-9, 11
A	JP 2001-61861 A (Siemens AG.), 13 March, 2001 (13.03.01), Full text; all drawings & DE 19951502 A1	1-9, 11
A	JP 2003-109042 A (President of The University of Tokyo), 11 April, 2003 (11.04.03), Full text; all drawings (Family: none)	1-9, 11



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

\* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&amp;" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

01 July, 2005 (01.07.05)

Date of mailing of the international search report

19 July, 2005 (19.07.05)

Name and mailing address of the ISA/

Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/005855

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2002-522106 A (CARDIAC PATHWAYS CORP.), 23 July, 2002 (23.07.02), Full text; all drawings & WO 2000/007501 A1	1-9, 11
A	JP 2000-333971 A (Gijutsu Kenkyu Kumiai Iryo Fukushi Kiki Kenkyusho), 05 December, 2000 (05.12.00), Full text; all drawings (Family: none)	1-9, 11
A	JP 2002-102249 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 09 April, 2002 (09.04.02), Full text; all drawings & US 2002/0042566 A1	1-9, 11



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/005855

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 10

because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

The step of "optically measuring the surface of a region to be operated" and the step of "measuring a non-exposed portion by an ultrasonic wave" of the invention of claim 10 correspond to methods for treatment of the human body by surgery or therapy, (continued to extra sheet)

2. ☐ Claims Nos.:

because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:

because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/005855

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet (2)

or diagnosis methods of the human body, and thus relate to a subject matter which this International Search Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl.<sup>7</sup> A61B19/00, 5/055, 8/00

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl.<sup>7</sup> A61B19/00, 5/055, 8/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2001-61860 A (株式会社日立製作所) 2001.03.13, 全文、全図 & US 6557558 B1 & EP 1080695 A1	1-9, 11
A	JP 2001-61861 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2001.03.13, 全文、全図 & DE 19951502 A1	1-9, 11
A	JP 2003-109042 A (東京大学長) 2003.04.11, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9, 11

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&amp;」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

01.07.2005

国際調査報告の発送日

19.7.2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

稲村 正義

電話番号 03-3581-1101 内線 3346

3E

9141

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2002-522106 A (カーディアック・パスウェイズ・コーポレーション) 2002. 07. 23, 全文、全図 & WO 2000/007501 A1	1-9, 11
A	JP 2000-333971 A (技術研究組合医療福祉機器研究所) 2000. 12. 05, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9, 11
A	JP 2002-102249 A (オリンパス光学工業株式会社) 2002. 04. 09, 全文、全図 & US 2002/0042566 A1	1-9, 11

## 第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求の範囲 10 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。  
つまり、  
請求の範囲 10に係る発明の「手術部位の表面を光学的に測定」する行程や、「非露出部分を超音波により測定」する行程は、手術又は治療による人体の処置方法もしくは人体の診断方法に該当し、PCT17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求の範囲 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。